

(19)日本国特許庁 (JP)

## (12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平9-220209

(43)公開日 平成9年(1997)8月26日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>  
 A 6 1 B 5/05  
 A 6 1 M 1/14

識別記号 553  
 庁内整理番号

F I  
 A 6 1 B 5/05  
 A 6 1 M 1/14

技術表示箇所  
 B  
 553

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平8-31968

(22)出願日 平成8年(1996)2月20日

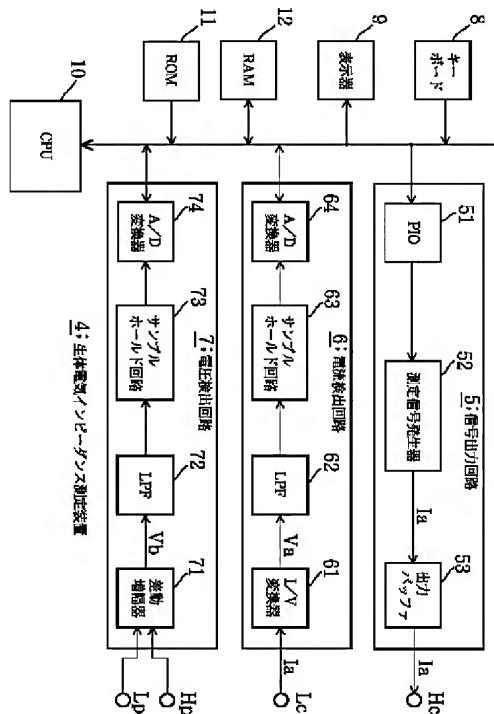
(71)出願人 000002174  
 積水化学工業株式会社  
 大阪府大阪市北区西天満2丁目4番4号  
 (72)発明者 久保田 康之  
 京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化  
 学工業株式会社内  
 (72)発明者 石井 徹哉  
 京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化  
 学工業株式会社内  
 (72)発明者 栗脇 真史  
 京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化  
 学工業株式会社内

## (54)【発明の名称】 生体電気インピーダンス測定装置

## (57)【要約】

【課題】 連続自動測定を可能にして、操作者の負担を軽減する。

【解決手段】 開示される装置4は、被験者の体Bにマルチ周波のプローブ電流Iaを測定信号として流す信号出力回路5と、被験者の体Bを流れるロープ電流Iaを検出する電流検出回路6と、被験者の手足間の電圧Vbを検出する電圧検出回路7と、キーボード8と、表示器9と、検出結果Ia, Vbに基づいて、被験者の体の細胞内液と細胞外液の各量を求めるCPU10と、被験者の手足に貼り付けられる4個の表面電極H<sub>p</sub>, H<sub>c</sub>, L<sub>p</sub>, L<sub>c</sub>とを備えて構成される。キーボード8を用いて、全測定時間Tや測定間隔t等が任意に設定される。表示器9には、全測定時間の間、CPU10によって算出された細胞内液と細胞外液の各量がトレンドグラフ画面に表示される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 被験者の身長データ及び体重データを少なくとも含む被験者の人体特徴データを入力するための人体特徴データ入力手段と、  
 予め設定された測定期間中、所定の低周波から所定の高周波までの周波数幅の範囲で周波数が時間変化するマルチ周波のプローブ電流を所定の時間間隔で間欠的に生成し、生成されたマルチ周波のプローブ電流を被験者の体の互いに隔たる所定の2箇所の表面部位に導電可能に着けた二つの電極を介して被験者の体に供給するためのプローブ電流供給手段と、  
 前記所定の時間間隔で、前記被験者の体に供給されたマルチ周波の前記プローブ電流の電流値を測定するための電流測定手段と、  
 該電流測定手段の測定動作に同期して、被験者の体の互いに隔たる所定の2箇所の表面部位に導電可能に着けた別の二つの電極を介して被験者の体の所定の表面部位間に生じるマルチ周波の電圧値を測定するための電圧測定手段と、  
 前記電流測定手段及び前記電圧測定手段によってそれぞれ測定されたマルチ周波の電流値及び電圧値を一時記憶するための記憶手段と、  
 前記所定の時間間隔で、前記電流測定手段及び電圧測定手段によってマルチ周波の電流値及び電圧値が測定される度に、前記記憶手段に一時記憶された当該電流値及び電圧値を読み出して、各測定時刻における被験者の周波数毎の生体電気インピーダンスを算出し、算出された周波数毎の前記生体電気インピーダンスに基づいて、最小二乗法の演算手法を駆使して、インピーダンス軌跡を求め、得られたインピーダンス軌跡から、各測定時刻における被験者の周波数0時の生体電気インピーダンスと周波数無限大時の生体電気インピーダンスとを算出するインピーダンス算出手段と、  
 該インピーダンス算出手段によって算出された各測定時刻における被験者の周波数0時の生体電気インピーダンスと周波数無限大時の生体電気インピーダンスとに基づいて、各測定時刻における被験者の細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とを算出する抵抗値算出手段と、  
 該抵抗値算出手段の算出結果と、前記人体特徴データ入力手段によって入力された被験者の人体特徴データとに基づいて、各測定時刻における被験者の細胞内液、細胞外液及びこれらの総和たる体内水分の状態のうち、少なくとも一の状態を推計する体内水分量推計手段と、  
 該体内水分量推計手段によって推計された各測定時刻における被験者の細胞内液、細胞外液及びこれらの総和たる体内水分の状態のうち、少なくとも一の状態を時間の経過に合わせてトレンドグラフで表示する表示手段とを備えてなることを特徴とする生体電気インピーダンス測定装置。

【請求項2】 被験者の身長データ及び体重データを少

なくとも含む被験者の人体特徴データを入力するための人体特徴データ入力手段と、

予め設定された測定期間中、5 kHz以下の所定の低周波と、200 kHz～600 kHzの範囲にある所定の高周波とが時間的に切り替わる2周波のプローブ電流を所定の時間間隔で間欠的に生成し、生成されたマルチ周波のプローブ電流を被験者の体の互いに隔たる所定の2箇所の表面部位に導電可能に着けた二つの電極を介して被験者の体に供給するためのプローブ電流供給手段と、前記所定の時間間隔で、前記被験者の体に供給された2周波の前記プローブ電流の電流値を測定するための電流測定手段と、

該電流測定手段の測定動作に同期して、被験者の体の互いに隔たる所定の2箇所の表面部位に導電可能に着けた別の二つの電極を介して被験者の体の所定の表面部位間に生じる2周波の電圧値を測定するための電圧測定手段と、

前記電流測定手段及び前記電圧測定手段によってそれぞれ測定された2周波の電流値及び電圧値を一時記憶するための記憶手段と、

前記所定の時間間隔で、前記電流測定手段及び電圧測定手段によって2周波の電流値及び電圧値が測定される度に、前記記憶手段に一時記憶された当該電流値及び電圧値を読み出して、各測定時刻における被験者の低周波時の生体電気インピーダンスを被験者の周波数0時の生体電気インピーダンスとして算出すると共に、被験者の高周波時の生体電気インピーダンスを周波数無限大時の生体電気インピーダンスとして算出するインピーダンス算出手段と、

該インピーダンス算出手段によって算出された各測定時刻における被験者の周波数0時の生体電気インピーダンスと周波数無限大時の生体電気インピーダンスとに基づいて、各測定時刻における被験者の細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とを算出する抵抗値算出手段と、

該抵抗値算出手段の算出結果と、前記人体特徴データ入力手段によって入力された被験者の人体特徴データとに基づいて、各測定時刻における被験者の細胞内液、細胞外液及びこれらの総和たる体内水分の状態のうち、少なくとも一の状態を推計する体内水分量推計手段と、

該体内水分量推計手段によって推計された各測定時刻における被験者の細胞内液、細胞外液及びこれらの総和たる体内水分の状態のうち、少なくとも一の状態を時間の経過に合わせてトレンドグラフで表示する表示手段とを備えてなることを特徴とする生体電気インピーダンス測定装置。

【請求項3】 前記測定期間及び該測定期間内における測定間隔である前記所定の時間間隔を操作者が予め任意に設定できる測定期間・測定間隔設定手段が付加されることを特徴とする請求項1又は2記載の生体電気インピーダンス測定装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、人体の細胞内外の水分量を電気的に測定できる生体電気インピーダンス測定装置に係り、特に、透析患者等のモニター（医療監視装置）に応用して好適な生体電気インピーダンス測定装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】人体等の生体系の細胞内液及び細胞外液の各量や、これらの総和たる体内水分量を測定する方法としては、従来から、4個の表面電極を人体の皮膚表面の所定の部位、例えば、人体の手甲部と、この手甲部と同側の足甲部とにそれぞれ2個ずつ貼り付け、このうち、手甲部と足甲部との間の2個の電極間に正弦波交流の微小電流を流すと共に、この微小電流の周波数を3～400 kHzの周波数範囲でスイープし、残りの2個の電極から人体の手足間の電圧を検出することにより、低周波時及び高周波時の生体電気インピーダンスを測定し、測定された低周波時及び高周波時の生体電気インピーダンスに基づいて、細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とを求める、求められた細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とから、細胞内液及び細胞外液の各量や、体内水分量を推計する生体電気インピーダンス法（Bioelectric Impedance）が知られている（「身体組成の評価法としての生体電気インピーダンス法」，Baumgartner, R.N., etc. 著、「生体電気インピーダンスとその臨床応用」，医用電子と生体工学，金井寛 著，20(3) Jun 1982、「インピーダンス法による体肢の水分分布の推定とその応用」，医用電子と生体工学，波江野誠等 著，23(6) 1985 等参照）。

【0003】ここで、生体電気インピーダンス法の原理について、簡単に説明する。人体では、電気は主として細胞内外の電解質溶液中のイオンによって運ばれ、人体の総電導量は、体内水分量の総電導量と略等しい。また、図10に示すように、人体組織を構成する細胞1, 1, …は、細胞膜2, 2, …によって取り囲まれているが、細胞膜2, 2, …は、電気的には容量（リアクタンス）の大きなコンデンサと見ることができる。したがって、生体電気インピーダンスは、図11に示すように、細胞外液抵抗 $R_{e}$ のみからなる細胞外液インピーダンスと、細胞内液抵抗 $R_{i}$ と細胞膜容量 $C_{m}$ との直列接続からなる細胞内液インピーダンスとの並列合成インピーダンスと考えることができる。同図に示すような電気的等価回路で表すことのできる人体では、外部から印加された電流は、周波数が非常に低いときには、細胞膜2, 2, …の電気インピーダンス（容量 $C_{m}$ ）は、電気を通すには高すぎるので、同図に実線A, A, …で示すように、細胞外液3のみを流れる。したがって、測定される生体電気インピーダンスは、純粹に細胞外液抵抗 $R_{e}$ のみである。しかし、周波数が高くなるにつれて、細胞膜2,

2, …を通って流れる電流が増え、このときに測定される生体電気インピーダンスには、抵抗分とリアクタンス分が含まれる。周波数が非常に高くなると、電流は、同図に破線B, B, …で示すように、細胞1, 1, …内を完全に通るようになり、細胞膜2, 2, …が容量性能力を失うことにより、再び、純粹に合成抵抗 $R_{i} + R_{e}$ のみが測定される。このことから、上記したように、周波数をスイープすることにより、細胞外液抵抗 $R_{e}$ と細胞内液抵抗 $R_{i}$ とを求めることができ、求められた細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とから、細胞内液及び細胞外液の各量、細胞外液と細胞内液との総和である体内水分量を推計でき、また、これらの抵抗 $R_{e}$ ,  $R_{i}$ の変化により、細胞外液や細胞内液の変化、体内水分量の変化を推計できる。

【0004】体内水分量、細胞外液及び細胞内液等は、血行動態や代謝能等と関係しており、これらの液量や液量変化を測定できる上述の生体電気インピーダンス法は、例えば、心臓病、腎臓病等の各種の水分分布異常を起こす疾患の把握や、治療、人工透析時・透析後のモニタ、利尿薬投薬の適否、浮腫の診断等に利用できると考えられている。例えば、細胞外液は、人工透析の経過につれて減少し、人工透析後では時間の経過につれて増加すること等に着目し、上述の電気インピーダンス法を用いて細胞外液や細胞内液の変化を継続的に測定すれば、透析の回数や時間を減少させることの手助けとなることが期待できる。

【0005】また、例えば、高齢者等の介護においては、自分で尿意や排尿の開始を知らせることが困難になる場合がある。そこで、従来は、おむつを着用したり、膀胱にカテーテルを挿入し、定期的に排尿させていた。しかしながら、おむつの着用は、行動の制約や、かぶれ等を生じるという欠点があった。そこで、膀胱内の尿量の増加は、体内水分量の変化であることに着目して、上述した生体電気インピーダンス法を利用すれば、膀胱内の尿量を測定することが可能となる。

## 【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述したような状況においては、連続的に、あるいは所定の時間間隔で、生体電気インピーダンスを測定し、この生体電気インピーダンスに基づいて、細胞外液及び細胞内液の各量や体内水分量を推計する必要があるにもかかわらず、従来の生体電気インピーダンス測定装置では、1操作で1回の測定しかできないという、不都合があった。このため、測定者が、ストップウォッチ等を用いて時間を計測し、測定時刻の到来の度に、装置を手動で再起動させて測定を繰り返さねばならず、操作が非常に煩雑であった。また、従来の生体電気インピーダンス法では、周波数400 kHz時の生体電気インピーダンスを周波数無限大時の電気インピーダンスとみなして取り扱うが、このような高周波では、浮遊容量や外来ノイズの影

響を受けるため、所望の測定再現性が得られないという問題があった。これを回避するために、周波数50 kHz時の生体電気インピーダンスを周波数無限大時の電気インピーダンスとみなすことにすれば、今度は、細胞膜の容量（リアクタンス）成分が残存（図5参照）するので、所望の測定精度が望めないという問題が発生する。

【0007】この発明は、上述した事情に鑑みてなされたもので、連続自動測定が可能であり、もって、操作者の負担を軽減できる生体電気インピーダンス測定装置を提供することを第1の目的としている。また、この発明は、測定再現性及び測定精度の向上を図ることのできる生体電気インピーダンス測定装置を提供することを第2の目的としている。

#### 【0008】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、請求項1記載の発明に係る生体電気インピーダンス測定装置は、被験者の身長データ及び体重データを少なくとも含む被験者の人体特徴データを入力するための人体特徴データ入力手段と、予め設定された測定期間中、所定の低周波から所定の高周波までの周波数幅の範囲で周波数が時間変化するマルチ周波のプローブ電流を所定の時間間隔で間欠的に生成し、生成されたマルチ周波のプローブ電流を被験者の体の互いに隔たる所定の2箇所の表面部位に導電可能に着けた二つの電極を介して被験者の体に供給するためのプローブ電流供給手段と、上記所定の時間間隔で、上記被験者の体に供給されたマルチ周波の上記プローブ電流の電流値を測定するための電流測定手段と、該電流測定手段の測定動作に同期して、被験者の体の互いに隔たる所定の2箇所の表面部位に導電可能に着けた別の二つの電極を介して被験者の体の所定の表面部位間に生じるマルチ周波の電圧値を測定するための電圧測定手段と、上記電流測定手段及び上記電圧測定手段によってそれぞれ測定されたマルチ周波の電流値及び電圧値を一時記憶するための記憶手段と、上記所定の時間間隔で、上記電流測定手段及び電圧測定手段によってマルチ周波の電流値及び電圧値が測定される度に、上記記憶手段に一時記憶された当該電流値及び電圧値を読み出して、各測定時刻における被験者の周波数毎の生体電気インピーダンスを算出し、算出された周波数毎の上記生体電気インピーダンスに基づいて、最小二乗法の演算手法を駆使して、インピーダンス軌跡を求め、得られたインピーダンス軌跡から、各測定時刻における被験者の周波数0時の生体電気インピーダンスと周波数無限大時の生体電気インピーダンスとを算出するインピーダンス算出手段と、該インピーダンス算出手段によって算出された各測定時刻における被験者の周波数0時の生体電気インピーダンスと周波数無限大時の生体電気インピーダンスとに基づいて、各測定時刻における被験者の細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とを算出する抵抗値算出手段と、該抵抗値算出手段の算出結果と、上記人体特徴データ入力手段によって入力された被験者の人体特徴データとに基づいて、各測定時刻における被験者の細胞内液、細胞外液及びこれらの総和たる体内水分の状態のうち、少なくとも一の状態を推計する体内水分量推計手段と、該体内水分量推計手段によって推計された各測定時刻における被験者の細胞内液、細胞外液及びこれらの総和たる体内水分の状態のうち、少なくとも一の状態を時間の経過に合わせてトレンドグラフで表示する表示手段とを備えてなることを特徴としている。

【0009】また、請求項2記載の発明に係る生体電気インピーダンス測定装置は、被験者の身長データ及び体重データを少なくとも含む被験者の人体特徴データを入力するための人体特徴データ入力手段と、予め設定された測定期間中、5 kHz以下の所定の低周波と、200 kHz～600 kHzの範囲にある所定の高周波とが時間的に切り替わる2周波のプローブ電流を所定の時間間隔で間欠的に生成し、生成されたマルチ周波のプローブ電流を被験者の体の互いに隔たる所定の2箇所の表面部位に導電可能に着けた二つの電極を介して被験者の体に供給するためのプローブ電流供給手段と、上記所定の時間間隔で、上記被験者の体に供給された2周波の上記プローブ電流の電流値を測定するための電流測定手段と、該電流測定手段の測定動作に同期して、被験者の体の互いに隔たる所定の2箇所の表面部位に導電可能に着けた別の二つの電極を介して被験者の体の所定の表面部位間に生じる2周波の電圧値を測定するための電圧測定手段と、上記電流測定手段及び上記電圧測定手段によってそれぞれ測定された2周波の電流値及び電圧値を一時記憶するための記憶手段と、上記所定の時間間隔で、上記電流測定手段及び電圧測定手段によって2周波の電流値及び電圧値が測定される度に、記憶手段に一時記憶された当該電流値及び電圧値を読み出して、各測定時刻における被験者の低周波時の生体電気インピーダンスを被験者の周波数0時の生体電気インピーダンスとして算出すると共に、被験者の高周波時の生体電気インピーダンスを周波数無限大時の生体電気インピーダンスとして算出するインピーダンス算出手段と、該インピーダンス算出手段によって算出された各測定時刻における被験者の周波数0時の生体電気インピーダンスと周波数無限大時の生体電気インピーダンスとに基づいて、各測定時刻における被験者の細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とを算出する抵抗値算出手段と、該抵抗値算出手段の算出結果と、上記人体特徴データ入力手段によって入力された被験者の人体特徴データとに基づいて、各測定時刻における被験者の細胞内液、細胞外液及びこれらの総和たる体内水分の状態のうち、少なくとも一の状態を推計する体内水分量推計手段と、該体内水分量推計手段によって推計された各測定時刻における被験者の細胞内液、細胞外液及びこれらの総和たる体内水分の状態のうち、少なくとも一の状態を時間の経過に合わせてトレンドグラフで表示する表示手段とを備えてなることを特徴としている。

表示手段とを備えてなることを特徴としている。

【0010】また、請求項3記載の発明は、請求項1又は2記載の生体電気インピーダンス測定装置に係り、上記測定期間及び該測定期間内における測定間隔である上記所定の時間間隔を操作者が予め任意に設定できる測定期間・測定間隔設定手段が付加されてなることを特徴としている。

#### 【0011】

【作用】この発明の構成では、測定は、予め設定された測定期間中、所定の時間間隔で自動的に繰り返し行われる。各測定時刻における被験者の細胞内液、細胞外液及びこれらの総和たる体内水分の状態のうち、少なくとも一の状態が時間の経過に合わせてトレンドグラフで自動的に、連続表示される。上記測定期間及び該測定期間内における測定間隔（所定の時間間隔に相当）は、操作者が予め任意に設定できる。それゆえ、操作者の負担を著しく軽減できる。表示手段に表示されたトレンドグラフを見れば、例えば透析時の細胞内液、細胞外液の状態が、透析の進行と共に、どのように変化したかが一目で判る。したがって、透析の状況を簡単にモニターすることができ、透析の回数や時間を減少させることの手助けとなる。また、透析後の細胞内液、細胞外液の状態が、時間の経過と共に、どのように変化したかも一目で判るので、透析実施時刻を適切に知る上でも役に立つ。この他にも、細胞外液が異常に増加して体がむくむ病気であり浮腫の診断等、様々な医療の現場で応用できる。

【0012】また、この発明の別の構成では、最小二乗法の演算手法を駆使して、周波数無限大時の生体電気インピーダンスが求められるので、浮遊容量や外来ノイズの影響を回避でき、細胞膜の容量成分を含まず、純粋な細胞外液抵抗と細胞内液抵抗とを求めることができる。それゆえ、従来よりの一段と良好な測定再現性及び測定精度を実現できる。

#### 【0013】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して、この発明の実施の形態について説明する。説明は、実施例を用いて具体的に行う。図1は、この発明の一実施例である生体電気インピーダンス測定装置の電気的構成を示すブロック図、図2は、同装置の使用状態を模式的に示す模式図、図3は、同生体電気インピーダンス測定装置の動作を説明するためのフローチャート、また、図4は、同動作を説明するためのタイミングチャートである。この例の生体電気インピーダンス測定装置4は、予め設定された全測定時間Tの間、被験者の細胞外液及び細胞内液の経時変化を4端子法で連続自動測定する装置であり、図1又は図2に示すように、マルチ周波のプローブ電流Iaを生成し測定信号として被験者の体Bに送出するための信号出力回路5と、被験者の体Bに入力された測定信号（プローブ電流）Iaを検出するための電流検出回路6と、この電流検出回路6との同一の動作タイミング

で、被験者の互いに隔たる所定の表面部位間（この例では、手甲部H-足甲部L間）に生じるマルチ周波の電圧Vbを検出するための電圧検出回路7と、キーボード8と、表示器9と、各種制御・各種演算処理を行うCPU（中央処理装置）10と、CPU10の処理プログラムを記憶するROM11と、各種データ（例えば、被験者の身長、体重、性別、細胞外液や細胞内液の量等）を一時記憶するデータ領域及びCPU10の作業領域が設定されるRAM12と、被験者の手甲部Hや足甲部Lの皮膚表面に導電可能に貼り付けられる4個の表面電極Hp, Hc, Lp, Lcとから概略構成されている。

【0014】まず、上記キーボード8は、操作者が測定開始を指示するための測定開始スイッチや、被験者の身長、体重、性別及び年齢等の人体特徴項目を入力したり、全測定時間Tや測定間隔t（図4参照）等を測定目的に応じて設定／設定変更するための各種キーから構成されており、キーボード8から供給される各キーの操作データは、図示せぬキーコード発生回路でキーコードに変換されてCPU10に供給される。この例では、全測定時間Tは、透析をモニターするのに充分な時間を考慮して、4.5時間、5時間、5.5時間、6時間、6.5時間、7時間の中から、また、測定間隔tは、10分、20分、30分の中から任意に選択できるようになっている。このように、与えられたいいくつかの時間の中から選択する代わりに、操作者が、キーボード8を用いて自由に時間T, tを設定できるようにしても良い。

【0015】上記信号出力回路5は、PIO（インターフェース）51と、測定信号発生器52と、出力バッファ53とから概略構成されている。測定信号発生器52は、全測定時間Tの間、所定の周期tで、PIO51を介してCPU10から信号発生指示信号が供給される度に、発振周波数が、1kHz～400kHzの周波数範囲で、かつ、15kHzの周波数間隔で時間と共に変化（掃引）する500～800μAのプローブ電流Iaを所定回数繰り返し生成し、生成されたマルチ周波のプローブ電流Iaを測定信号として出力バッファ53を介して表面電極Hcに送出する。この表面電極Hcは、測定時、被験者の右の手甲部Hに導電可能に貼り付けられ、これにより、500～800μAの範囲にあるマルチ周波のプローブ電流Iaが被験者の体Bを流れることになる。なお、信号発生指示信号の供給周期は、操作者がキーボード8を用いて設定した測定間隔tに一致する。また、この例では、プローブ電流（測定信号）Iaの掃引回数（繰り返し回数）は、信号発生指示信号1回当たり、1～256回であり、掃引周期は、500μsecである。この掃引回数も操作者がキーボード8を用いて任意に設定できるようにしても良い。掃引回数は、多いほど精度の向上を図れるが、微小電流とは言え、長時間連続して人体に流した場合、人体に悪影響を及ぼす虞があるので、1～256回が好ましい。

【0016】上記電流検出回路6は、I/V変換器（電流/電圧変換器）61、ローパスフィルタ（LPF）62、サンプルホールド回路63及びA/D変換器（アナログ/デジタル変換器）64から概略構成されている。I/V変換器61は、2つの表面電極Hc,Lc間に流れる電流を検出して電圧に変換する。表面電極Hcは、上記したように、被験者の右の手甲部H（図2）に吸着方式により貼り付けられ、表面電極Lcは、右の足甲部Lに吸着方式により貼り付けられる。したがって、I/V変換器61は、測定信号Iaが被験者の体Bに供給されると、被験者の右手足間を流れるマルチ周波のプローブ電流Iaを検出し、電圧Vaに変換した後、ローパスフィルタ62へ供給する。ローパスフィルタ62は、入力された電圧Vaから高周波のノイズを除去し、サンプルホールド回路63に供給する。サンプルホールド回路63は、CPU10からサンプルホールド開始指示信号の供給を受ける度に、所定の時間（信号出力回路5が動作している期間）、高周波のノイズが除去された入力電圧Vaを所定のサンプリング周期で標本化して保持し、保持された電圧を後段のA/D変換器64がデジタル信号に変換し終わるまでそのまま持続する。A/D変換器64は、SRAMからなるサンプリングメモリを備え、CPU10からデジタル変換信号が供給される度に、サンプルホールド回路63に保持されている電圧Vaを上述のサンプリング周期でデジタル信号に変換し、デジタル化された電圧Vaをサンプリング周期毎、測定信号Iaの周波数毎に一旦サンプリングメモリに格納した後、CPU10に送出する。

【0017】上記電圧検出回路7は、差動増幅器71、ローパスフィルタ（LPF）72、サンプルホールド回路73及びA/D変換器74から構成されている。差動増幅器71は、2つの表面電極Hp,Lp間の電圧（電位差）を検出する。表面電極Hpは、被験者の右の手甲部H（図2）に吸着方式により貼り付けられ、表面電極Lpは、右の足甲部Lに吸着方式により貼り付けられる。したがって、差動増幅器71は、上記測定信号Iaが被験者の体Bに供給されると、被験者の右手足間の電圧Vbを検出し、ローパスフィルタ72へ供給することになる。この電圧Vbは、表面電極Hpと表面電極Lpとの間における被験者の体Bの生体電気インピーダンスによる電圧降下である。ローパスフィルタ72は、入力された電圧Vbから高周波のノイズを除去し、サンプルホールド回路73に供給する。サンプルホールド回路73は、CPU10からサンプルホールド開始指示信号の供給を受ける度に、所定の時間（信号出力回路5が動作している期間）、高周波のノイズが除去された入力電圧Vbを所定のサンプリング周期で標本化して保持し、保持された電圧を後段のA/D変換器74がデジタル信号に変換し終わるまでそのまま持続する。A/D変換器74は、SRAMからなるサンプリングメモリを備え、C

PUI0からデジタル変換信号が供給される度に、サンプルホールド回路73に保持されている電圧Vbを上述のサンプリング周期でデジタル信号に変換し、デジタル化された電圧Vbをサンプリング周期毎、測定信号Iaの周波数毎に一旦サンプリングメモリに格納した後、CPU10に送出する。なお、CPU10は、2つのサンプルホールド回路63,73に対して同一のタイミングでサンプルホールド開始指示信号を供給する。同様に、2つのA/D変換器64,74に対して同一のタイミングで、デジタル変換信号を供給する。

【0018】CPU10は、ROM11に記憶された処理プログラムに従って、上述した信号出力回路5、電流検出回路6及び電圧検出回路7による測定を開始し、所定のサンプリング周期で、検出電流Ia及び検出電圧Vbを所定の回数サンプリングした後、測定を停止する制御を行う他、以下の処理を行う。すなわち、CPU10は、まず、A/D変換器64,74のサンプリングメモリに格納された電圧Va,Vbを測定信号Iaの周波数毎に逐次読み出して平均化を行い、周波数毎の生体電気インピーダンスZ（=Vb/Va）を算出する。そして、算出された周波数毎の上記生体電気インピーダンスに基づいて、最小二乗法の演算手法を駆使して、図5に示されるようなインピーダンス軌跡Dを求め、得られたインピーダンス軌跡から、被験者の体Bの周波数0時の生体電気インピーダンスR0と周波数無限大時の生体電気インピーダンスR∞とを算出し、算出結果から、被験者の体Bの細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とを算出する。

【0019】「従来の技術」の欄では、人体の組織内細胞を単純な電気的等価回路（図11）で表したが、実際の人体の組織では、いろいろな大きさの細胞が不規則に配置されているので、実際に近い電気的等価回路は、図6に示すように、時定数 $\tau = C_{mk} R_{ik}$ が分布している分布定数回路で表される（Reは細胞外液抵抗、Rikは各細胞の細胞内液抵抗、Cmkは各細胞の細胞膜容量）。したがって、この実施例では、実際に近い電気的等価回路（図6）を採用して、細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とを求めることとしたので、人体のインピーダンス軌跡Dは、図5に示すように、中心が実軸より上がった円弧となる。

【0020】次に、算出された細胞内液抵抗と細胞外液抵抗、及びキーボード8から入力された被験者の身長、体重、性別及び年齢等の人体特徴データ等に基づいて、予め処理プログラムの中に組み込まれてある体内水分量推定式を駆使して、被験者の体Bの細胞内液と細胞外液の各量を算出する。そして、算出された細胞内液と細胞外液の各量を、図7に示すように、時間の経過に合わせて表示器9の画面にトレンド表示する。

【0021】上記構成の生体電気インピーダンスを、例えば、透析時のモニターとして用いる場合には、まず、測定に先だって、図2に示すように、2個の表面電極H

$c, H_p$  を被験者（透析患者）の右の手甲部  $H$  に、2 個の表面電極  $L_p, L_c$  を被験者の同じ側の足甲部  $L$  に貼り付ける（このとき、表面電極  $H_c, L_c$  を、表面電極  $H_p, L_p$  よりも人体の中心から遠い部位に取り付ける）。次に、操作者（又は被験者自身）が、キーボード 8 を用いて、被験者の身長、体重、性別及び年齢等の人体特徴項目を入力すると共に、測定開始から測定終了までの全測定時間  $T$  や測定間隔等  $t$ （図4）を設定する。この例では、全測定時間  $T$  は、透析をモニターするのに充分な時間を考慮して、7 時間が選択され、また、測定間隔  $t$  は、30 分が選択されたとする。キーボード 8 から入力されたデータ及び設定値は、RAM 12 に記憶される。次に、操作者（又は被験者自身）が、透析開始の時刻に合わせてキーボード 8 の測定開始スイッチをオンにすると、これより、CPU 10 は、図3 に示す処理の流れに従って、動作を開始する。まず、ステップ S 1において、信号出力回路 5 の測定信号発生器 5.2 に信号発生指示信号を発行する。これにより、測定信号発生器 5.2 が、周波数範囲が 1 kHz ~ 400 kHz のマルチ周波のプローブ電流  $I_a$  を所定回数繰り返し生成し、測定信号として出力バッファ 5.3 を介して、被験者の手甲部  $H$  に貼り付けられた表面電極  $H_c$  に送出するので、500 ~ 800  $\mu$ A の測定信号  $I_a$  が、表面電極  $H_c$  から被験者の体  $B$  を流れ、最初の測定が開始される。

【0022】測定信号  $I_a$  が被験者の体  $B$  に供給されると、電流検出回路 6 の  $I/V$  変換器 6.1 において、表面電極  $H_c, L_c$  が取り付けられた右の手足間を流れるマルチ周波のプローブ電流  $I_a$  が検出され、電圧  $V_a$  に変換された後、ローパスフィルタ 6.2 を経てサンプルホールド回路 6.3 へ供給される。このとき、CPU 10 からは、サンプルホールド回路 6.3 に対してサンプルホールド開始指示信号が、A/D 変換器 6.4 に対してデジタル変換信号が供給される。そこで、サンプルホールド回路 6.3 では、供給された入力電圧  $V_a$  が、所定のサンプリング周期毎に標本化されて保持され、A/D 変換器 6.4 によって、デジタル信号に変換される。デジタル化された電圧  $V_a$  は、サンプリング周期毎、測定信号  $I_a$  の周波数毎に一旦 A/D 変換器 6.4 のサンプリングメモリに格納された後、CPU 10 に送出される。一方、電圧検出回路 7 の差動増幅器 7.1 では、表面電極  $H_p, L_p$  が貼り付けられた右の手足間で生じた電圧  $V_b$  が検出され、ローパスフィルタ 7.2 を経て、サンプルホールド回路 7.3 へ供給される。このとき、CPU 10 からは、サンプルホールド回路 7.3 に対してサンプルホールド開始指示信号が、A/D 変換器 7.4 に対してデジタル変換信号が供給される。そこで、サンプルホールド回路 7.3 では、供給された入力電圧  $V_b$  が、所定のサンプリング周期毎に標本化されて保持され、A/D 変換器 7.4 によって、デジタル信号に変換される。デジタル化された電圧  $V_b$  は、サンプリング周期毎、測定信号  $I_a$  の周波数毎

に一旦 A/D 変換器 7.4 のサンプリングメモリに格納された後、CPU 10 に送出される。

【0023】CPU 10 は、プローブ電流（測定信号）  $I_a$  の掃引回数（繰り返し回数）が、予め設定された回数に達すると、最初の測定を停止する制御を行う。この後、ステップ S 2 へ進み、A/D 変換器 6.4, 7.4 のサンプリングメモリに格納された電圧  $V_a, V_b$  を測定信号  $I_a$  の周波数毎に逐次読み出し、平均化を行って、周波数毎の生体電気インピーダンス  $Z$  ( $= V_b / V_a$ ) を算出する。そして、算出された周波数毎の上記生体電気インピーダンスに基づいて、最小二乗法の演算手法によりカーブフィッティングを行い、図5 に示されるようなインピーダンス軌跡  $D$  を求め、インピーダンス軌跡から、被験者の体  $B$  の周波数 0 時の生体電気インピーダンス  $R_0$  と周波数無限大時の生体電気インピーダンス  $R_\infty$ （インピーダンス軌跡の円弧が X 軸と交わる点の X 座標値に相当）とを算出し、算出結果から、被験者の体  $B$  の細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とを算出する。

【0024】次に、CPU 10 は、算出された細胞内液抵抗と細胞外液抵抗、及びキーボード 8 から入力された被験者の身長、体重、性別及び年齢等の人体特徴データ等に基づいて、処理プログラムの中に組み込まれてある体内水分量推定式を駆使して、被験者の体  $B$  の細胞内液と細胞外液の各量を算出する。そして、算出された細胞内液と細胞外液の各量を、表示器 9 に画面表示されたトレンドグラフ（この例では、透析開始からの経過時間を横軸とし、細胞内液と細胞外液の各量を縦軸とする折れ線グラフ）上に表示する（図7）。

【0025】次に、CPU 10 は、ステップ 3 に進み、全測定時間  $T$ （図4）が経過したか否かを判断する。この判断において、全測定時間  $T$ （この例では、7 時間）が経過したとの結論が得られれば、以後の測定処理（ステップ S 1 ~ S 4）を終了するが、いま、最初の測定が終了したばかりなので、全測定時間  $T$  がいまだ経過していないと判断され、ステップ S 4 へ進んで、測定間隔に相当する時間  $t$ （同図）が経過するのを待つ。なお、この待ち時間の間も、表示器 9 のトレンドグラフ画面は、表示されている。そして、測定間隔に相当する時間  $t$ （この例では、30 分）が経過すると、再び、ステップ S 1 に戻って、2 回目の測定を開始する。そして、上述の処理を、全測定時間  $T$  が経過するまで、すなわち、透析終了時まで繰り返す。

【0026】このように、この例の構成によれば、測定は、予め設定された測定期間中、所定の時間間隔で自動的に繰り返し行われるので、操作者の負担を著しく軽減できる。また、表示器 9 に表示されたトレンドグラフ画面を見れば、例えば透析時の細胞内液、細胞外液の状態が、透析の進行と共に、どのように変化したかが一目で判る。例えば、図7 の図示例では、透析の進行と共に、細胞外液が減少し、細胞内液が増加していく様子が良く

判る。したがって、透析の状況を簡単にモニターすることができ、透析の回数や時間を減少させることの手助けとなる。また、最小二乗法によるカーブフィッティングの手法を用いて、周波数無限大時の生体電気インピーダンスが求められるので、浮遊容量や外来ノイズの影響を回避でき、細胞膜の容量成分を含まず、純粋な細胞外液抵抗と細胞内液抵抗とを求めることができる。それゆえ、従来よりの一段と良好な測定再現性及び測定精度を実現できる。

【0027】以上、この発明の実施例を図面により詳述してきたが、具体的な構成はこの実施例に限られるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲の設計の変更等があってもこの発明に含まれる。例えば、測定部位（表面電極の貼り付けられる部位）は、手足間に限定さない。プローブ電流の周波数範囲は、1 kHz～400 kHzに限定されない。また、生体電気インピーダンスを算出する代わりに、生体電気アドミッタンスを算出するようにしても良く、これに伴い、インピーダンス軌跡を算出する代わりに、アドミッタンス軌跡を算出するようにしても良い。また、上述の実施例においては、人体特徴項目として、被験者の身長、体重、性別及び年齢等を入力する場合について述べたが、必要に応じて、性別、年齢等を省略しても良く、あるいは、人種の項目を付加しても良い。また、出力装置として、プリンタを付設しても良い。

【0028】また、上述の実施例では、最小二乗法によるカーブフィッティングの手法を用いて、周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンスを求めるようにした場合について述べたが、浮遊容量や外来ノイズの影響を他の手段により回避できる場合には、5 kHz以下の所定の低周波と、200 kHz～600 kHzの範囲にある所定の高周波とが時間的に切り替わる2周波のプローブ電流を生成する測定信号発生器を用いると共に、各測定時刻における被験者の低周波時の生体電気インピーダンスを被験者の周波数0時の生体電気インピーダンスとみなし、被験者の高周波時の生体電気インピーダンスを周波数無限大時の生体電気インピーダンスとみなし、細胞内液及び細胞外液の各量や、体内水分量の推計処理を行うことも可能である。

【0029】また、上述の実施例では、細胞内液と細胞外液の各量を折れ線グラフ表示する場合（図7）について示したが、図8に示すように、全体の体内水分量を示すと共に、細胞内液と細胞外液の比率が判るように、棒グラフ表示することも可能である。また、図10に示すように、測定開始時の細胞内液及び細胞外液の量をそれぞれ1とし、その後の変化の割合を%表示するようにしても良い。

#### 【0030】

【発明の効果】以上説明したように、この発明の生体電気インピーダンス測定装置によれば、測定は、予め設定

された測定期間中、所定の時間間隔で自動的に繰り返し行われるので、操作者の負担を著しく軽減できる。また、表示手段に表示されたトレンドグラフ画面を見れば、例えば透析時の細胞内液、細胞外液の状態が、透析の進行と共に、どのように変化したかが一目で判る。したがって、透析の状況を簡単にモニターすることができ、透析の回数や時間を減少させることの手助けとなる。また、透析後の細胞内液、細胞外液の状態が、時間の経過と共に、どのように変化したかも一目で判るので、透析実施時刻を適切に知る上でも役に立つ。この他にも、細胞外液が異常に増加して体がむくむ病気であり浮腫の診断等、様々な医療の現場で応用できる。

【0031】また、この発明の別の構成では、最小二乗法によるカーブフィッティングの手法を用いて、周波数無限大時の生体電気インピーダンスが求められるので、浮遊容量や外来ノイズの影響を回避でき、細胞膜の容量成分を含まず、純粋な細胞外液抵抗と細胞内液抵抗とを求めることができる。それゆえ、従来よりの一段と良好な測定再現性及び測定精度を実現できる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の一実施例である生体電気インピーダンス測定装置の電気的構成を示すブロック図である。

【図2】同生体電気インピーダンス測定装置の使用の状態を模式的に示す図である。

【図3】同生体電気インピーダンス測定装置の動作を説明するためのフローチャートである。

【図4】同生体電気インピーダンス測定装置の動作を説明するためのタイミングチャートである。

#### 【図5】人体のインピーダンス軌跡を示す図である。

【図6】人体の組織内細胞の実際に近い電気的等価回路図である。

【図7】同生体電気インピーダンス測定装置を構成する表示器に画面表示されたトレンドグラフである。

【図8】同実施例の変形例に係るトレンドグラフである。

【図9】同実施例のさらに別の変形例に係るトレンドグラフである。

【図10】従来技術を説明するための図であり、人体の細胞組織中を低周波の電流及び高周波の電流が流れる様子を説明するための図である。

【図11】従来技術を説明するための図であり、組織内細胞の単純化された電気的等価回路図である。

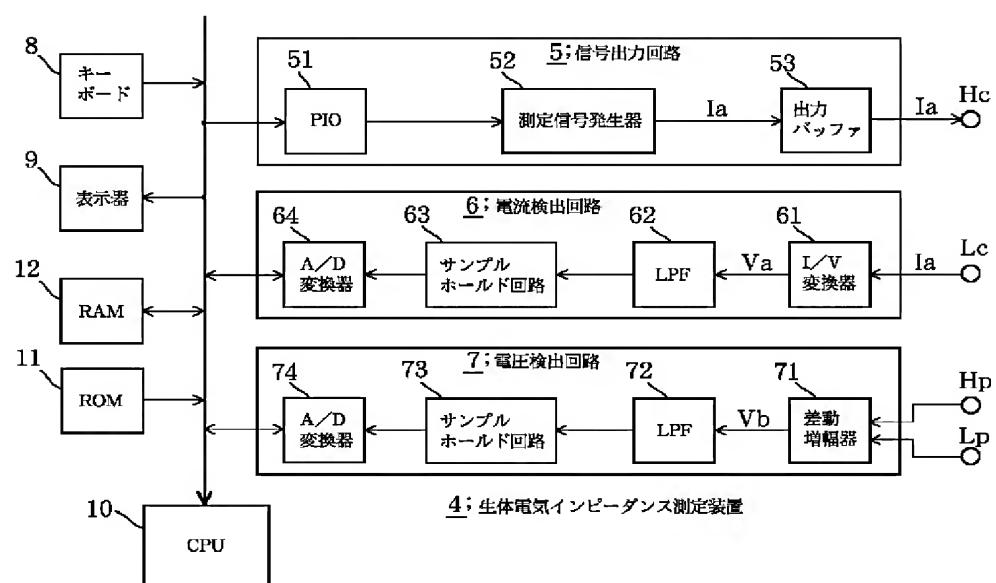
#### 【符号の説明】

- 4 生体電気インピーダンス測定装置
- 5 信号出力回路（プローブ電流供給手段）
- 5.2 測定信号発生器（プローブ電流供給手段の一部）
- 5.3 出力バッファ（プローブ電流供給手段の一部）
- 6 電流検出回路（電流測定手段）

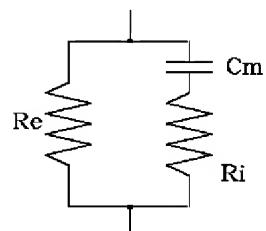
6 1 I/V変換器（電流測定手段の一部）  
 6 2 ローパスフィルタ（電流測定手段の一部）  
 6 3 サンプルホールド回路（電流測定手段の一部）  
 6 4 A/D変換器（電流測定手段の一部）  
 7 電圧検出回路（電圧測定手段の一部）  
 7 1 差動増幅器（電圧測定手段の一部）  
 7 2 ローパスフィルタ（電圧測定手段の一部）  
 7 3 サンプルホールド回路（電圧測定手段の一部）  
 7 4 A/D変換器  
 8 キーボード（人体特徴データ入力手段、測定期間・測定間隔設定手段）

9 表示器（表示手段）  
 10 C P U (インピーダンス算出手段、抵抗値算出手段、体内水分量推計手段)  
 11 R O M  
 12 R A M (記憶手段)  
 Hc, Hp, Lc, Lp 表面電極（電極）  
 B 被験者の体  
 H 被験者の手甲部（被験者の体の表面部位）  
 L 被験者の足甲部（被験者の体の表面部位）  
 Ia 測定信号（マルチ周波のプローブ電流）  
 Vb 被験者の手足間の電圧（マルチ周波の電圧値）

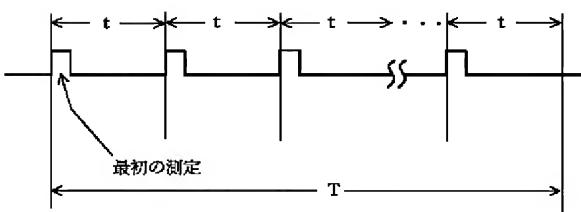
【図1】



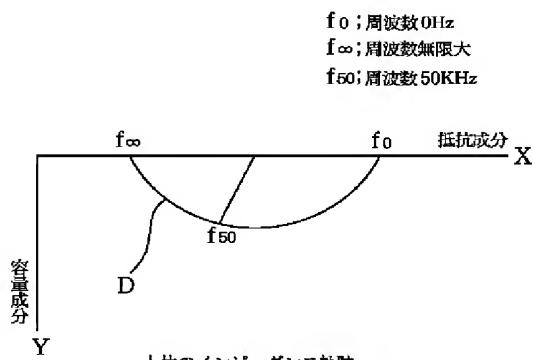
【図11】



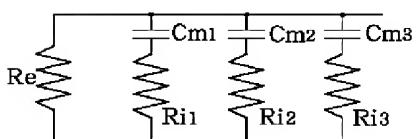
【図4】



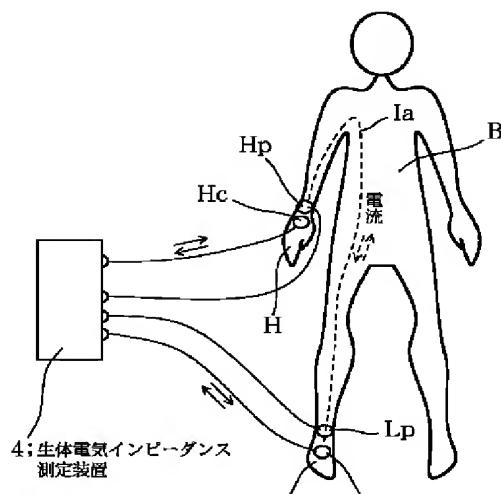
【図5】



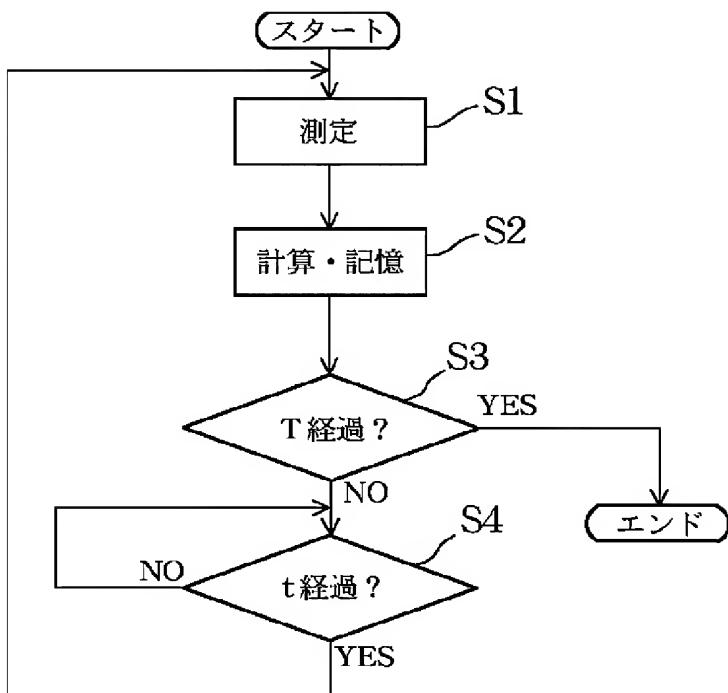
【図6】



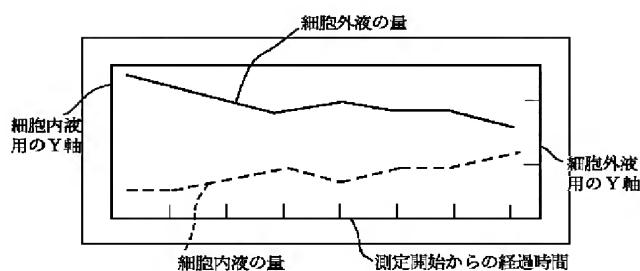
【図2】



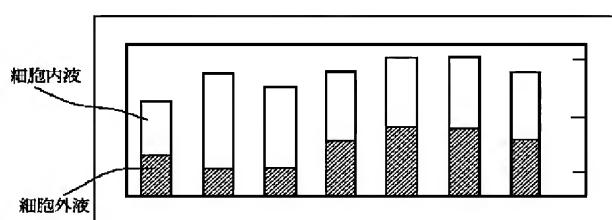
【図3】



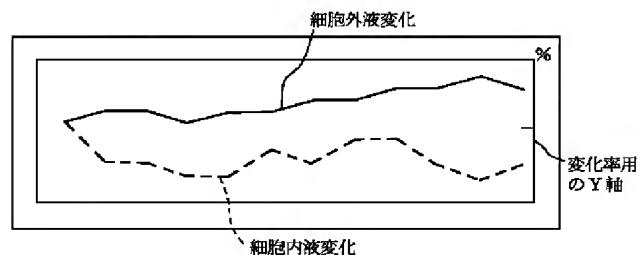
【図7】



【図8】



【図9】



【図10】

